

JATE Kibernetikai Laboratórium és SZOTE Izotópdiaosztikai
Laboratórium

Transzmissziós computeres tomográfia szimulációjával szerzett
tapasztalatok

Kuba Attila, Csernay László és Kovács Anna

A matematikai és a számítástechnikai módszereknek az orvostudományban és a biológiában való alkalmazására egy különösen szép példa a rekonstrukciós probléma, illetve annak különféle felhasználási területeken történő megoldása. Ez a problémakör magába foglalja mindazon kérdéseket, amelyek egy függvény, ill. tárgy vetületeiből való rekonstrukciójával kapcsolatosak, ide tartozik pl. egy tárgy síkmetszeteinek, esetleg teljes 3-dimenziós képének Röntgen-sugaras felvételekből való előállítás, rekonstrukciója is.

Az 1975-ben megtartott Neumann-kollokviumon már alkalmunk volt bemutatni egy olyan algoritmust (1), amely bizonyos tulajdonságú homogén tárgyak síkmetszeteit állította elő két vetületből. Azóta a JATE Kibernetikai Laboratóriumában működő Képfeldolgozási Csoportban tovább vizsgáltuk a képrekonstrukciós eljárások elvi kérdéseit. A transzmissziós és az emissziós computer tomográfoknak (CT) a radiológiában és az izotóp-diaosztikában elért látványos eredményei egyúttal arra ösztönöztek bennünket, hogy ezen alkalmazási területekhez szorosan kapcsolódó kutatási módszert válasszunk. A lehetőségek ismeretében a transzmissziós CT számítógépes szimulációja látszott erre a legalkalmasabbnak, vagyis egy olyan modell létrehozása, amely a CT mennyiségi jellemzőinek a viselkedését írja le. Így mód nyílik az igen költséges készülék nélkül is bizonyos tapasztalatok megszerzésére, paraméterek változtatásával különféle hatások vizsgálatára, többféle algoritmus kipróbálására.

Szimulációs programrendszerünkkel egy idealizált transzmissziós CT működését modelleztük, amely a legelső EMI ill. ACTA-scanner ti-pushoz hasonló (2,3). Ezek a készülékek egy erősen kollimált, szűk Röntgen-sugár nyálábót bocsátanak át a beteg vizsgálandó testrészének egy transzverzális rétegén, majd az áthatolt fotonokat detektorokkal

számlálják. Az átvilágítást és a számlálást elvégzik több helyzetben és több irányból, így az adott rétegtől függő és a mért beütésszámokból álló ún. vetületi profilokat kapnak. Az adatok aztán egy gyors számítógépbe kerülnek, amely valamilyen rekonstrukciós algoritmus segítségével képes a rétegeket alkotó anyagokra jellemző Röntgen-abszorpciós értékeket kiszámolni és azt mátrix formájában egy színes TV képernyőjén megjeleníteni. Ezzel a módszerrel komolyabb beavatkozás nélkül kaphatjuk meg az átvilágított metszet teljes képét, sőt a belőle kapott kvantitatív jellemzők elősegíthetik a diagnózis pontosságát is.

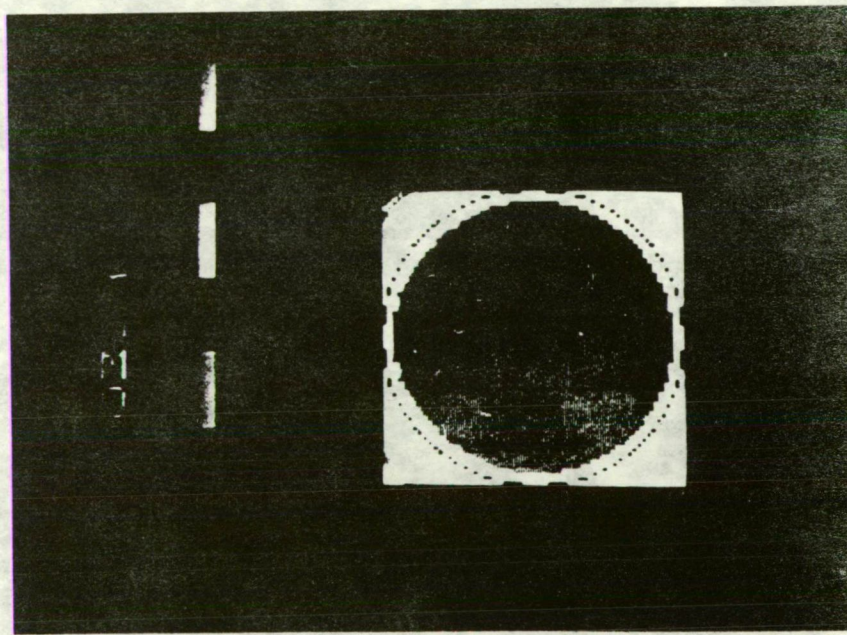
A szimulációt három, logikailag jól elkülöníthető fázisra bontottuk:

Az első fázis a különböző irányokból készített vetületek előállítását hajtja végre. Ehhez olyan idealizált készülék használatát tételeztük fel, melynek Röntgen-sugarai párhuzamos nyalábot alkotnak, monokromatikusak, az átvilágított metszet másik oldalán feltételezett detektor pedig ideális az érkező fotonok észlelésére. A vizsgálandó térbeli struktúra síkmetszetét program-rendszerünkben elemi geometriai formákból építjük fel. Ezek a formák tetszőleges helyzetű és nagyságú körök, körgyűrűk és sokszögek halmazából állnak, amelyekhez meghatározott anyagokra jellemző Röntgen-abszorpciós együtthatókat rendelhetünk. Ebben a szimulációs fázisban a síkmetszet struktúrájától függetlenül változtathatjuk a vetületek számát (max. 360), az egyetlen vetületet reprezentáló profilgörbén mért pontok számát, illetőleg a sugárnyaláb vastagságát. Végeredményként a CT adatfelvételi fázisához hasonlóan különböző irányokból felvett vetületek mérési adataihoz jutunk.

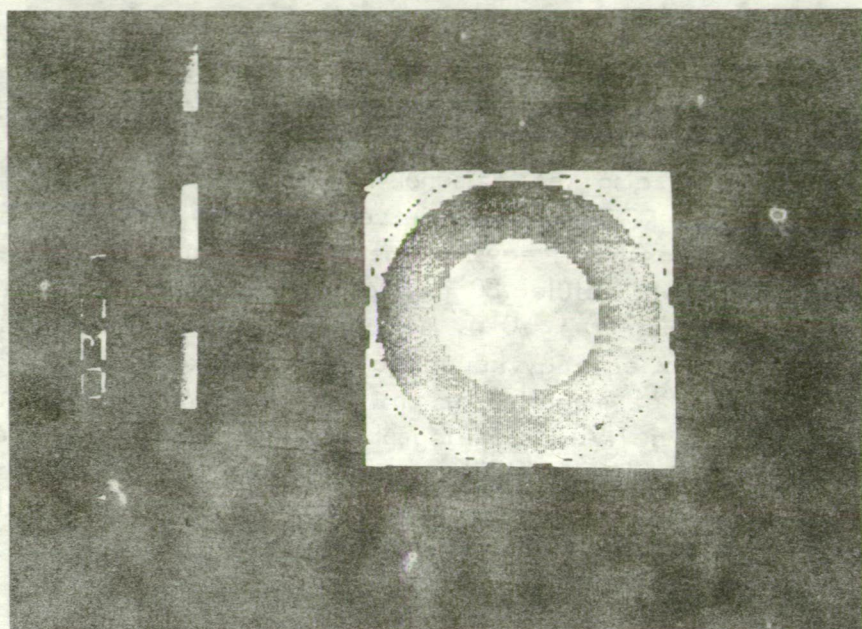
A szimuláció második fázisában történik a kép rekonstrukciója. Hatékony rekonstrukció végrehajtására különböző algoritmusokat ismerünk. Mi elsőként ezek közül az ún. konvolúciós algoritmus implementálása mellett döntöttünk, viszonylagos gyorsasága és csekély memória igénye miatt. Ennek a módszernek a lényege az eredeti kép-függvény filterezett változatának az előállítása két lépésben. Az első lépésben minden vetületen a választott filter normál-térbeli alakjával konvolúciót kell végrehajtani, a második lépésben pedig a konvolváltság vetületekből egyszerű vissza-vetítéssel kaphatjuk meg a képet. A szimulációnak ebben a fázisában paraméterként adhatjuk meg a kívánt felbontás finomságát, illetve – amennyiben nem kívánjuk a teljes struktúrát rekonstruálni – a választott részlet koordinátáit.

A harmadik fázis a rekonstruált képek megjelenítését végzi. A rekonstrukciós algoritmus un. eredmény-mátrixát egy TPA-i kis-számítógéphez kapcsolt színes TV displayn jelezzük ki.

A szimuláció első két fázisának a programozási munkáit a JATE R-40, ill. a SOTE R-20 gépen végeztük. Az első négy bemutatásra kerülő rekonstruált egyszerű geometriai forma 180 vetületből készült, mindegyik vetület 80 mért értéket tartalmazott. A rekonstrukció eredményét 80×80 -as mátrix formájában lyukszalagra rögzítettük. A mátrix egy-egy képpontjának az értéke -1000 -tól $+1000$ -ig terjedhet, ez megfelel az un. Hounsfield számoknak. A lyukszalagot azután a TPA-i számítógépbe olvastuk, amelyen a képek kijelzésére több technikát is kidolgoztunk. Ilyen pl. az ablakolási eljárás, amellyel az abszorpciós együttható két meghatározott értéke közötti tartomány kerül kijelzésre (1., 2. ábra).

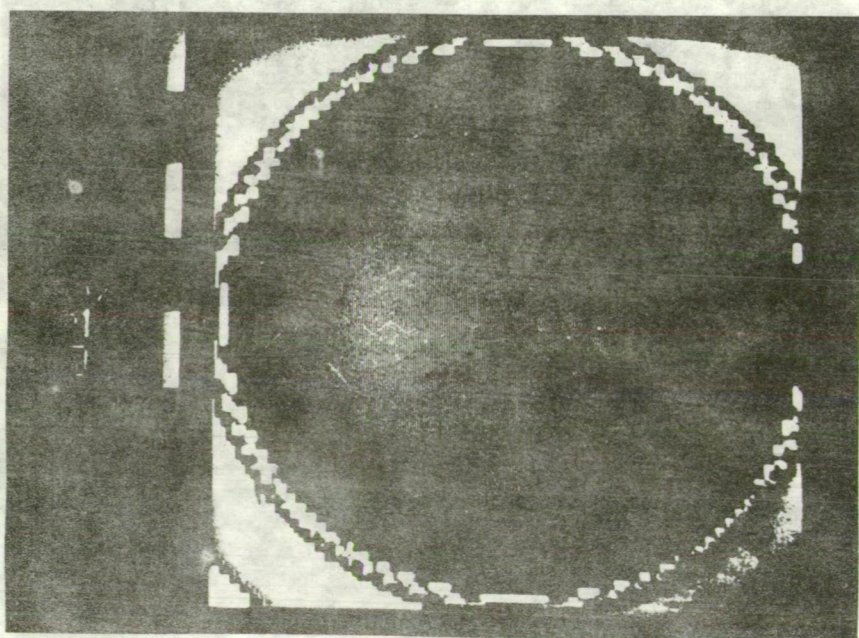


1. ábra

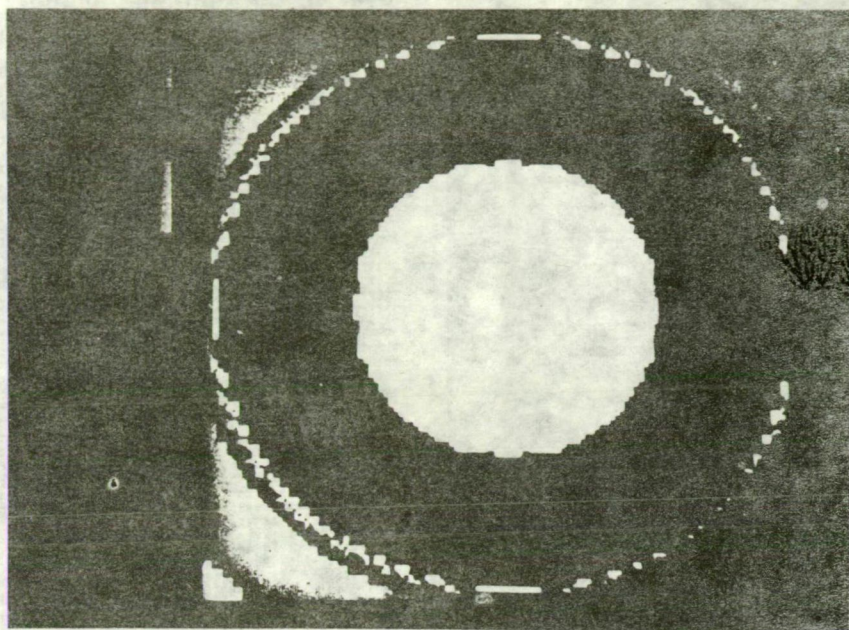


2. ábra

Sikeresnek bizonyult és hasznos is a képek interpolációs technikával történő nagyítása (3., 4. ábra).



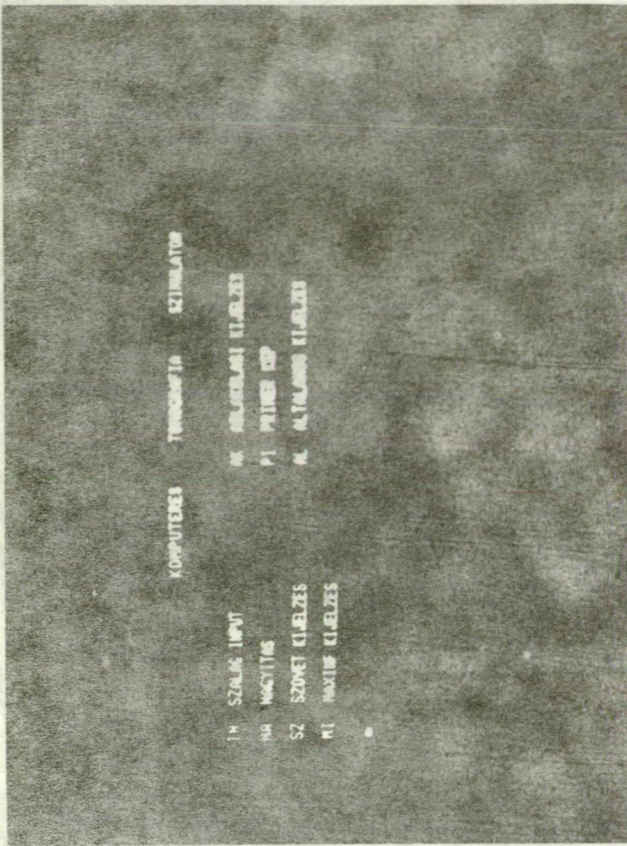
3. ábra



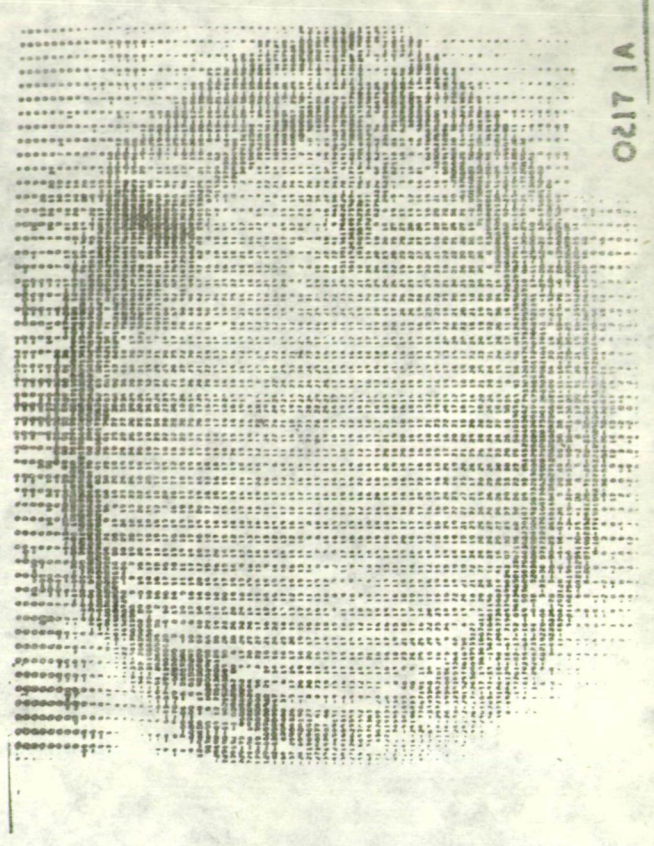
4. ábra

A képek még hatásosabb kijelzésére további funkciókat is kifejlesztettünk (5. ábra). Ezek közül az általános kijelzés a rendelkezésre álló 8 szín tetszés szerinti szétosztását jelenti a mátrix Hounsfield-számai között. Az ún. szövet szerinti kijelzés azt biztosítja, hogy egy-egy szín a képen egy-egy meghatározott abszorpciós együtthatóval bíró szövetféleséget jelentsen. Végül a maximális információju kijelzéssel lehetővé válik az, hogy mind a 8 szín kb. egyenlő sokszor forduljon elő a képen, így a lehető legtöbb részletet lehessen megfigyelni.

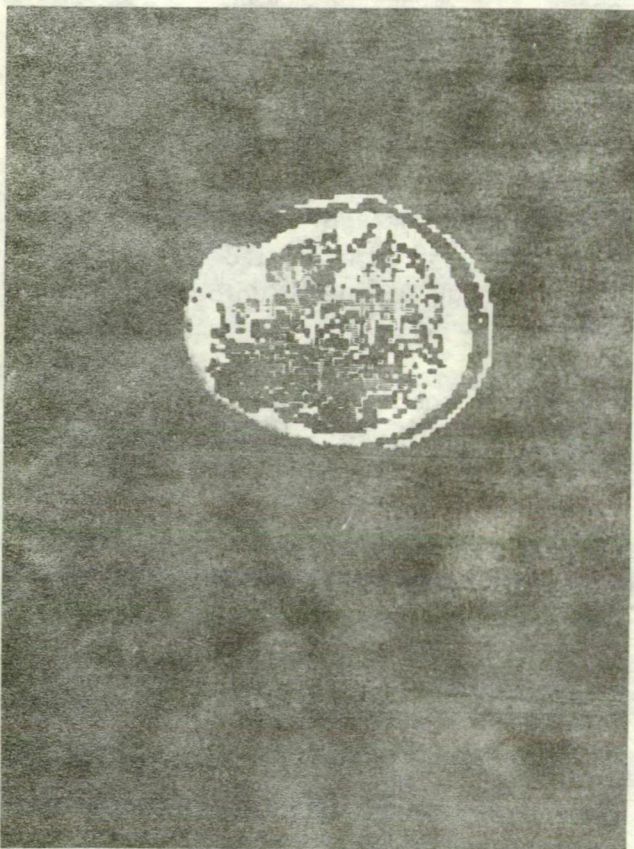
A különböző kijelzési módok hatékonyságát, alkalmazásának gyakorlati értelmét legjobban az EMI által, mátrix formában közölt (2) klinikai felvételek felhasználásával demonstrálhatjuk. A 6. ábrán egy ilyen koponya-felvétel látható. Ablakolási kijelzéssel displaynken ez a 7. ábrán bemutatott módon jelenik meg. Az interpolációs technikát alkalmazva jutunk a teljes kép nagyításához (8. ábra) és az így nagyított kép egy részletét még tovább nagyítva (9. ábra), jelentős változást láthatunk, ha ablakolási technika helyett megfelelő paraméterekkel általános kijelzést alkalmazunk (10. ábra).



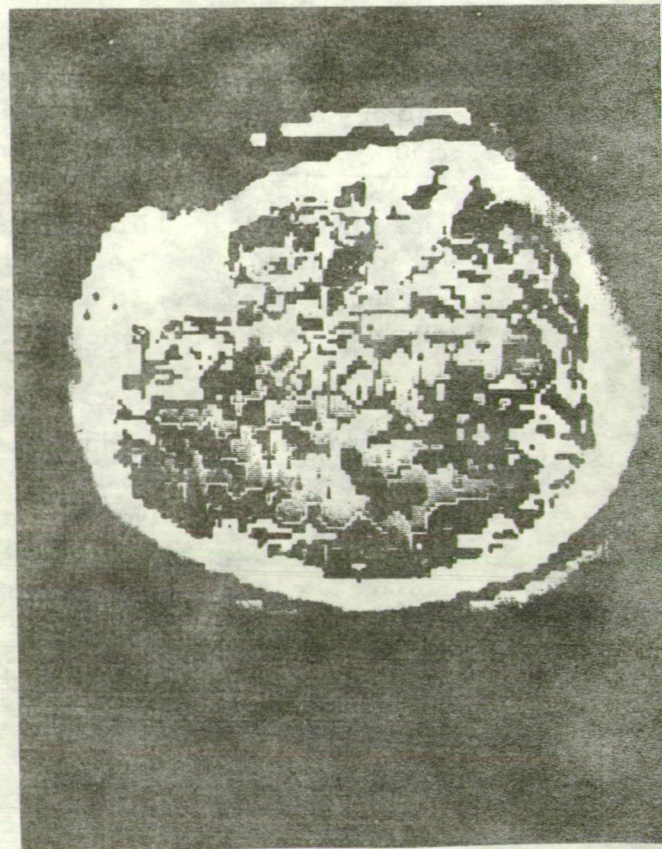
5. ábra



6. ábra



7. ábra



8. ábra



9. ábra

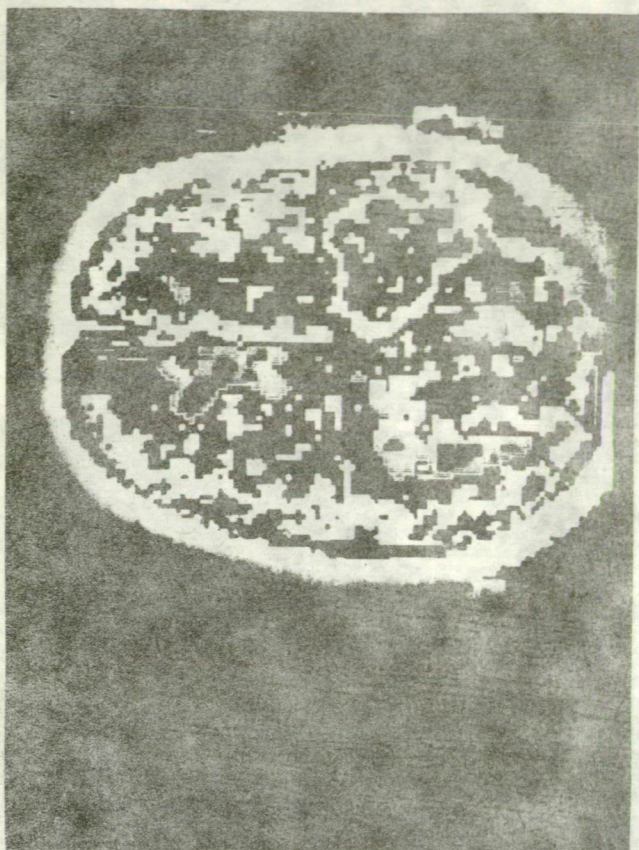


10. ábra

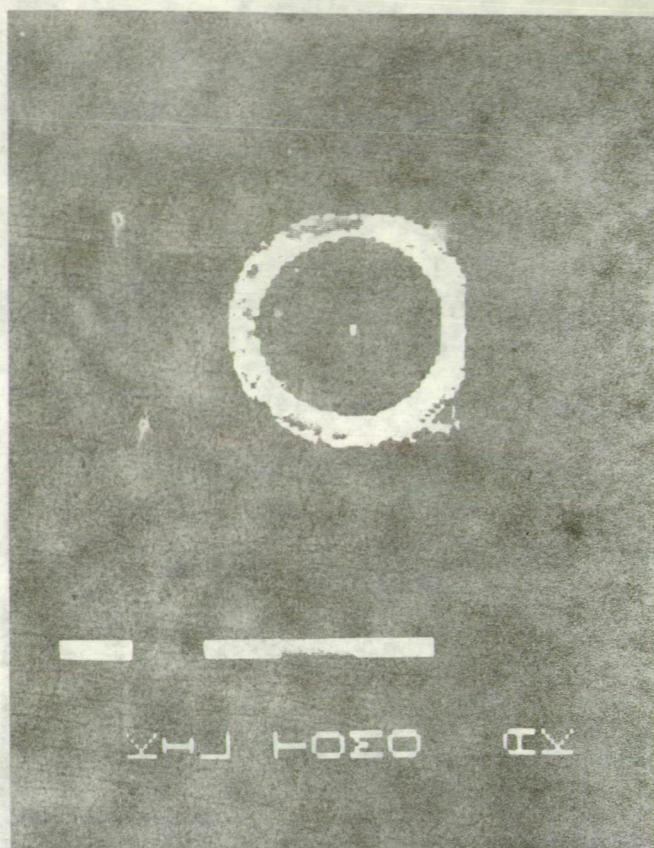
A szöveti kijelzést ugyancsak egy EMI-mátrix egyszeri nagyítás utáni megjelenítésével mutatjuk be (11. ábra). Ezen a képen az egyes színek jelentése: fekete - levegő, zöld - zsír, sötétkék - víz, világoskék - vér, lila - agyi fehérállomány, sárga - agyi szürkeállomány, piros - alvadt vér, fehér - csont anyagok Röntgen-abszorpciós értékeknek felel meg.

Az utolsó csoportban bemutatásra kerülő képeket ismét szimulátorunk segítségével készítettük el, egyuttal igyekeztünk kipróbálni a különféle paraméterek változtatásával keletkező hatásokat.

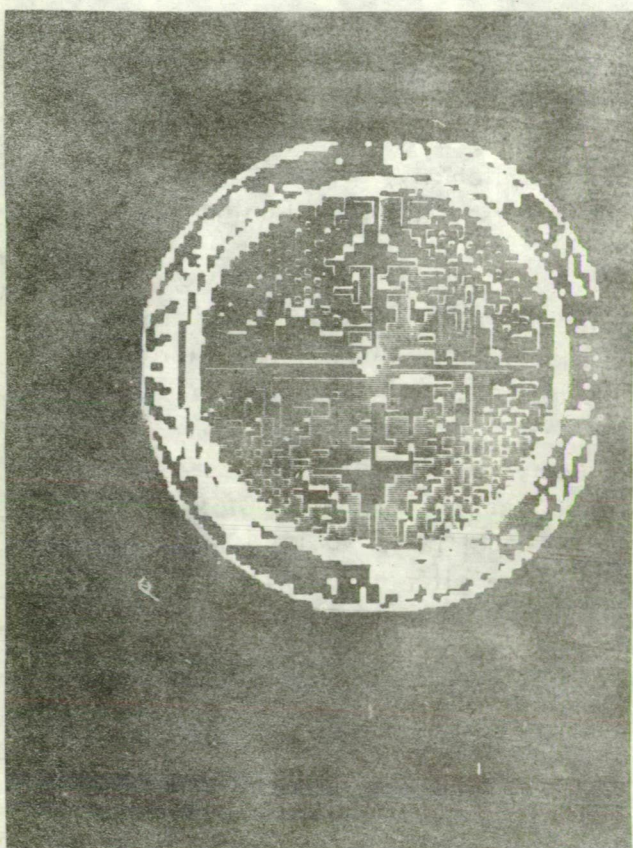
A 12. ábra ugyancsak egy körgyűrűt ábrázol, amely 36 vetületből készült. A vetületek 60 mérési pontot tartalmaztak, a mátrix pedig 50 x 50 -es méretű volt. A képet nagyítva jól láthatóan előtűnik az a két pont is, amelyek értéke eltér a környezettől (13. ábra) a maximális információju kijelzéssel. Ebbe a gyűrűbe egy kört



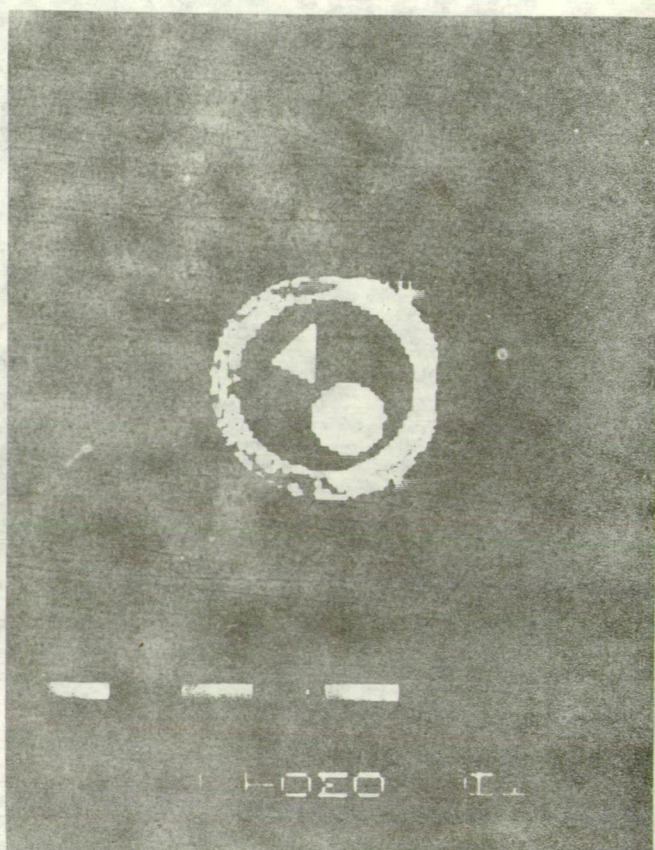
11. ábra



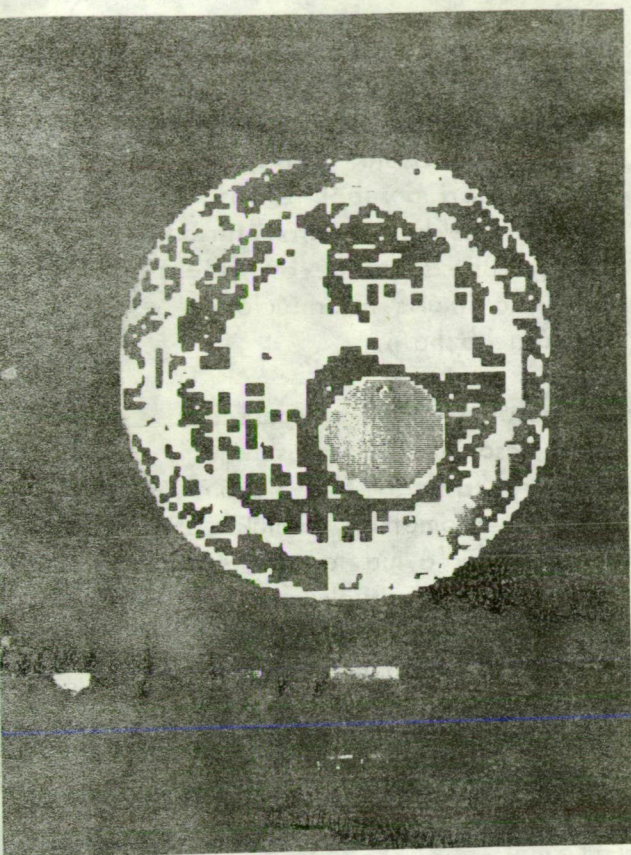
12. ábra



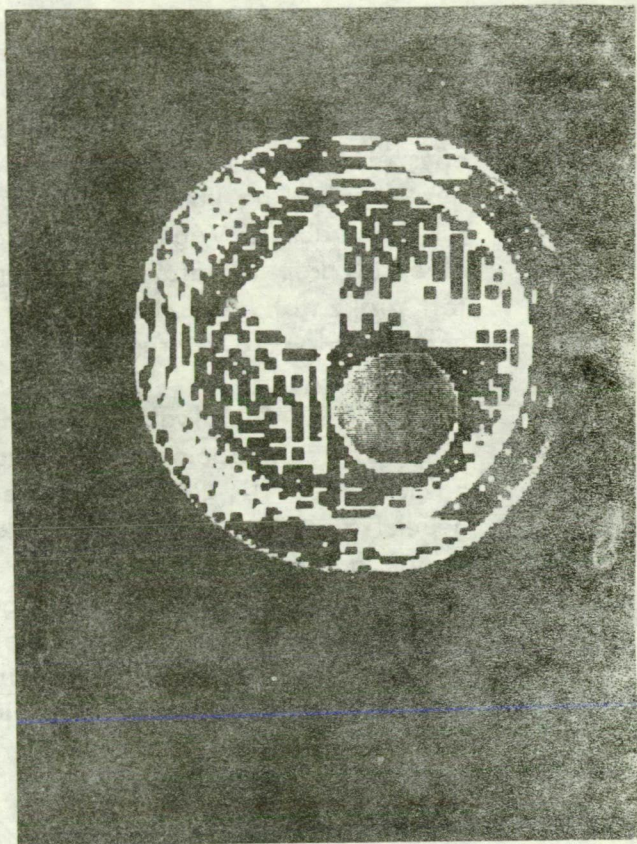
13. ábra



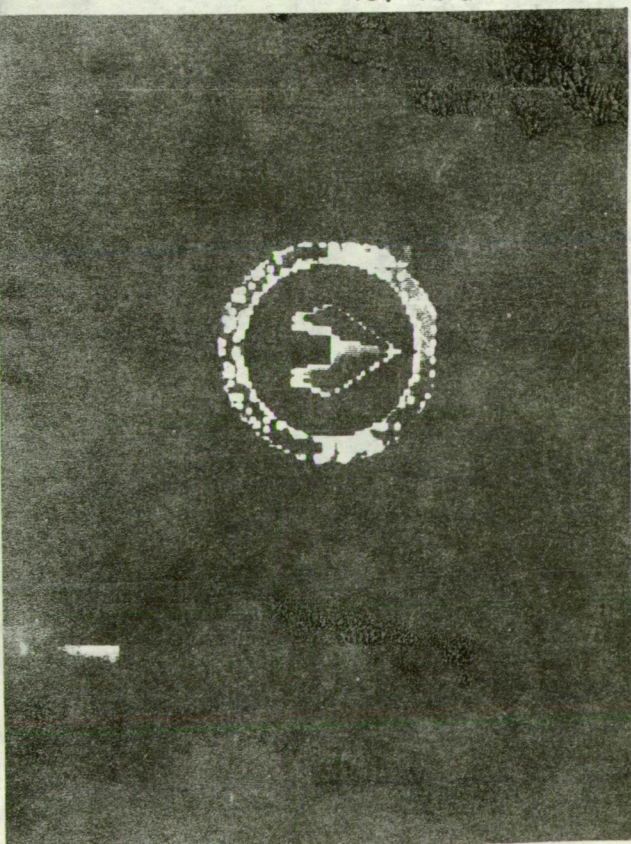
14. ábra



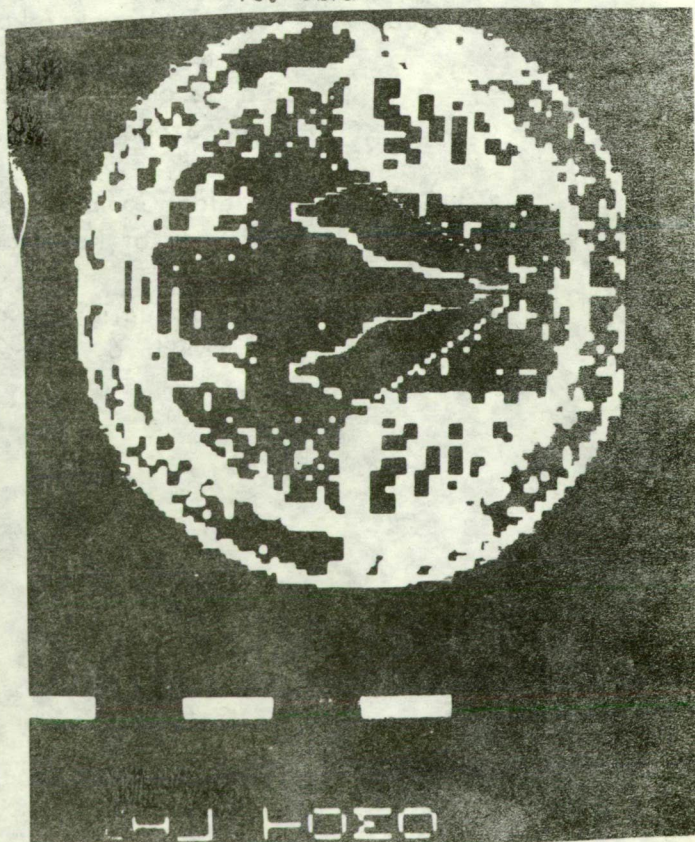
15. ábra



16. ábra



17. ábra



18. ábra

és egy háromszöget helyeztünk, és 60 irányból állítottuk elő a vetületeket (14. ábra). Az ablakolási kijelzésnél több részletet figyelhetünk meg, ha a maximális információju kijelzést alkalmazzuk egyszeri nagyítás után (15. ábra). Nem tapasztaltunk nagyon lényeges eltérést, ha ugyanezt az ábrát 120 vetületi pontból rekonstruáltuk (16. ábra). Végül a 17-es ábrán ugyanezekkel a paraméterekkel elkészült kép látható, most azonban a gyűrűbe sokszögekből felépített alakzatot helyeztünk. Ez a felvétel maximális információval és nagyítással a 18. ábrán bemutatott formára hozható.

Összefoglalva: eddigi munkánk során sikerült a transzmissziós CT szimulációjára alkalmas programcsomagot kifejlesztünk ESZR (R-20, ill. R-40) és a megjelenítésre használt TPA-i számítógépek segítségével. Megoldottuk különböző geometriai formák vetületeinek automatikus előállítását, implementáltuk a ma legkiterjedtebben alkalmazott konvolúciós algoritmust és kidolgoztunk a színes TV displayt felhasználó néhány kijelzési eljárást. A szimulátor további tökéletesítésével reméljük, alkalmunk lesz a transzmissziós CT számos elméleti és gyakorlati problémájának egzakt tanulmányozására.

Irodalom

- (1) Kuba A.: Térbeli tárgyak rekonstrukciója síkbeli vetületeikből. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában - Kollokvium, Szeged, 1975.
- (2) G.N. Hounsfield: Computerized transverse axial scanning
British J. of Radiology, 46, 1016-1022 (1973)
- (3) R.S. Ledley: Introduction to computerized tomography Comp.
Biol. Med. 6, 239-246 (1976)